

## 《原 著》

## NMR-CT の臨床応用 (第3報)

—肝および膵疾患への応用—

池平 博夫\*    福田 信男\*    舘野 之男\*    遠藤 真広\*  
 松本 徹\*    飯沼 武\*    江原 正明\*\*

**要旨** 常伝導低磁場 (0.1 Tesla) NMR-CT 装置の空間分解能, コントラスト分解能および T1 値の鑑別診断や形態診断への有効性についての潜在的将来的可能性について検討を行うことを目的として, これまでにわれわれが経験した肝および膵疾患の症例の中から代表的なものを選んで検討を加えた。

腹部は常伝導 NMR-CT 装置にとって良好な画像を得ることは非常に困難な領域であるが, スリットファントムでは 2 mm まで分解されており, 腹部の臓器も良好に描出され, 形態診断にも非常に有効であった。

T1 画像より得られた T1 値では, 肝癌 (300–500 m 秒), 肝血管腫 (500–700 m 秒), 嚢胞 (800 m 秒以上) とそれぞれの鑑別が可能であった。

また異なった画像の重ね合わせを試み, 複合 (hybrid) 画像とでもいうべき新しい画像を作成した。

## I. はじめに

NMR-CT の臨床応用は 1977 年, Damadian らによって人体の画像が出されてから急速に進歩し, 症例についての報告も, 1981 年頃から相次いで出された。

これら初期の報告は常伝導磁石を用いた装置を使用したもので, その画質も X 線 CT に比べれば大分見劣りのするものであった。

1982 年頃からは米国を中心に超伝導磁石を採用した装置が実用化され, 1983 年には UCSF などを中心に X 線 CT の画像をはるかにしのぐ高解像の NMR 画像が報告された。以後機器開発の主力は高解像画像を追求に 0.3 Tesla 以上の高磁場を作ることのできる超伝導 NMR 装置へ移り, 常伝導装置での画像の改良は世界的にも低迷しているのが現状である。

しかし, 常伝導の低磁場 NMR-CT は装置のコストや稼働経費および安全性などの点から実用的であると考えられるので, この種の装置の空間分解能およびコントラスト分解能をもっと高める努力が重要であり, また低磁場の装置が相対的に有利と考えられる緩和時間画像についての潜在的将来的可能性についても検討する必要がある。

そこで, 今回われわれは, 常伝導 NMR 装置では良好な画像を得ることが困難であるといわれている腹部についてできるだけ良好な画像を得ることに務め, 特に肝臓および膵臓の疾患について一応診断に役立つ結果が得られたので報告する。

## II. 装置および方法

使用した装置は常伝導垂直 4 段電磁石 0.1 Tesla プロトンの共鳴周波数は 4.5 MHz の旭 Mark-J である<sup>2)</sup>。ただしデータは 128×128 (以後 128) でとったものと 256×256 (以後 256) でとったものがあり, また生データ間相互の加算平均をした場合もある。

撮影方法は IR (300, 1,000) など走査し病巣部を検出し, 必要に応じて IR 像, T1 像で精査するという方法を取っている<sup>3)</sup>。撮像時間は 256

\* 放射線医学総合研究所臨床研究部

\*\* 千葉大学医学部第一内科学教室

受付: 59 年 4 月 20 日

最終稿受付: 59 年 6 月 7 日

別刷請求先: 千葉市穴川 4-9-1 (☎ 260)

放射線医学総合研究所臨床研究部

池平 博夫

SR (300) で約80秒, 128 IR (100, 1,000) で約2分, また, 256 IR (100, 1,000) では, 約4分でそれぞれ加算平均を行うとその回数だけ時間がかかることになる。T1 像は, できるだけ正確な T1 値を求めるために,  $T_d=200$  ミリ秒,  $T_r=2,000$  ミリ秒のパルス間隔で撮影しており, そのため1スライス約8分を要している。なお, パルス系列の表示は NMR 医学研究会および飯沼らの方法に従った<sup>4)</sup>。

### III. 結 果

#### a) ファントームおよび正常肝

Figure 1 は本装置での T1 値を約 200 ミリ秒とした硫酸銅水溶液を X 線 CT 用のスリットファ



Fig. 1 Slit phantom image. 256 SR (500), Their widths of each slits are 1.5 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm and 5 mm from thin to thick slits, and 2 mm slits are apparently clear.

ントームに入れ 256 SR (500) にて全身用コイルで撮影したものである。

ファントームのスリット幅は太い方から 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1.5 mm の 5 種で 2 mm 以上のスリットはほぼ完全に分離され, 1.5 mm のスリットもかなり分離して認められた。

健常成人の腹部についてスライス部位および条件を変えて各種画像の作成を試みた。Fig. 2a-2c は 256 IR (350, 1,000) でスライス部位を変えたもの, Fig. 3a-3c はそれぞれ 256 IR (250, 1,000), 256 IR (200, 1,500), 256 IR (100, 1,500) でありいずれも 3~4 回加算平均を行ったものである。このようにパルス系列の設定の仕方によって画像が変化するがわれわれは腹部および頭部についてグレイスケールモデルを発表している<sup>5)</sup>。Fig. 3a と Fig. 3c はほぼ白黒反転した画像であり, Fig. 3a の条件では短い T1 値を有する組織が強調され Fig. 3c ではむしろ長い T1 値を有する組織が強調された。

Figure 4a, 4b はいずれも加算平均を行わない 256 SR (300), 256 IR (300, 1,000) の画像である。SR 像でも繰り返し時間を 300 ミリ秒とすると各組織により緩和時間の差がつくがコントラストが不十分である。また 256 IR (300, 1,000) では各組織間のコントラストが強調されすぎるために心臓や血管腔などのように陰影欠損となり空隙との区別が不可能となる。

このような欠点を補うために Fig. 4c に示すよ

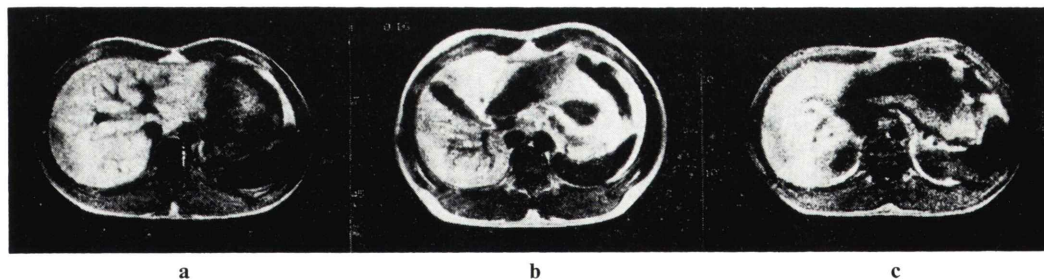


Fig. 2 Healthy volunteer's abdominal images. 256 IR (350, 1,000).

- a. Upper liver and spleen level.
- b. Middle liver and gallbladder level.
- c. Lower liver and pancreas level.

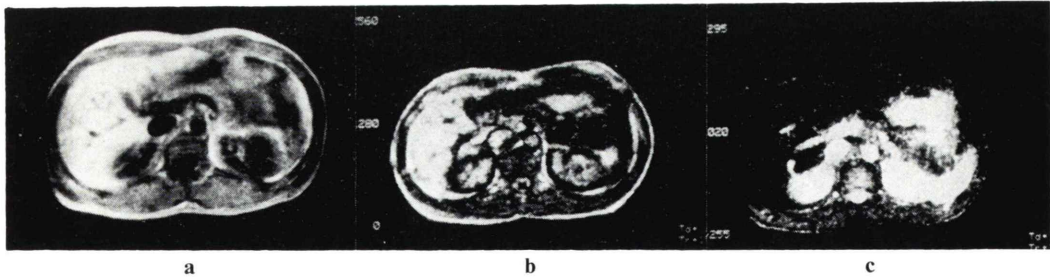


Fig. 3 The inversion recovery images of the same level, using different pulse sequence.

- a. 256 IR (350, 1,000), Short T1 tissues are enhanced.
- b. 256 IR (200, 1,500), Middle contrast image between a and c.
- c. 256 IT (100, 1,500), Long T1 tissues are enhanced.

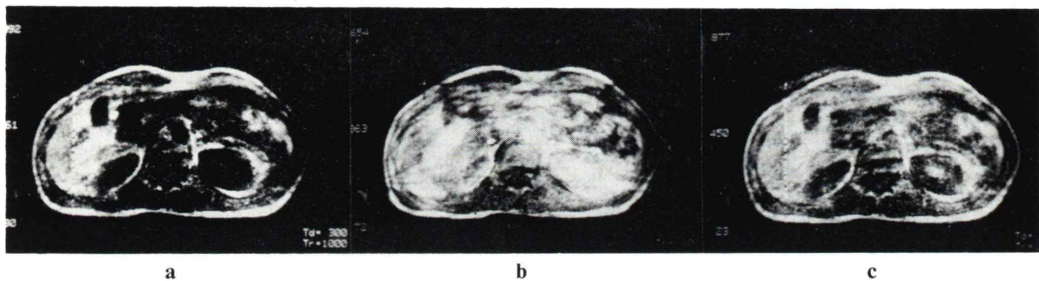


Fig. 4 Image c is the hybrid image of a image and b image.

- a. 256 IR (300, 1,000), b. 256 SR (300).

A image is dark and b image dose not have good contrast, but c image is better contrasted image.

うな合成画像を提案し試みたものである。この画像は Fig. 4a と Fig. 4b を加算平均したもので形態観察に適した短い T1 値の強調 IR 像で長い T1 値を有する組織が欠損となるという欠点を補った上で、さらに SR 像でも短い T1 値が強調されるためにそれらの合成によってコントラストの傾向はかわらないという特徴を持った画像である。

以下症例について報告する。

#### b) IR 像および SR 像について

##### 症例 1 肝嚢胞 74歳 女性

腹痛のため某医を受診し、偶然肝嚢胞が発見された症例である。Fig. 5a は 128 IR (300, 1,000), Fig. 5b は 128 IR (100, 1,000), Fig. 5c は 256 SR (500) 加算平均なしのそれぞれ画像, Fig. 5d は放医研受診時の X 線 CT 像である。

X 線 CT の造影像と比較してみると NMR 像

はすでに 128 画像で健常肝組織と嚢胞の分離は明らかであり、IR (100, 1,000) と IR (300, 1,000) という 2 種の画像を利用することにより嚢胞という質的診断も可能であった。さらに 256 画像にすると嚢胞の境界は一層鮮明になり病変領域の把握に非常に有効な画像が得られた。

##### 症例 2 肝癌 60歳 男性

数年来肝硬変にて経過観察中。血管造影にて直径約 2 cm の小さな肝癌を発見された症例である。Fig. 6a は 128 IR (300, 1,000) Fig. 6b は 128 IR (100, 1,000) のそれぞれ画像, Fig. 6c は造影 X 線 CT 像である。

NMR 像ではいずれの方法にも X 線 CT 像より病変部の局在が明らかであり、X 線 CT で見られるようなアーチファクトがないために病変部は非常に鮮明に描出された。



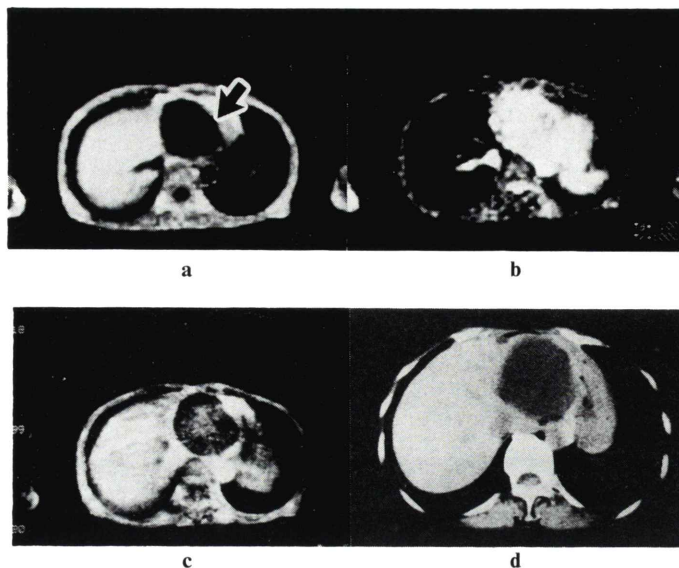


Fig. 5 74 years old female, liver cyst.  
a. 128 IR (300, 1,000), b. 128 IR (100, 1,000), c. 256 SR (500), d. X-CT.  
The lesion has very long T1, suspected by a and b images, but its edge of NMR image is clearer than X-CT image.

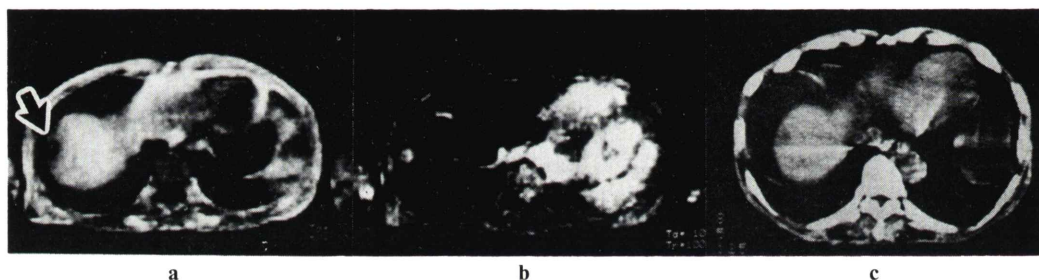


Fig. 6 60 years old male, small hepatoma.  
a. 128 IR (300, 1,000), b. 128 IR (100, 1,000), c. X-CT.  
The tumor is seen as black spot in the right lobe of the liver in the image a, and in the image b it's seen as a white spot.

### c) T1 像について

本装置の特徴である T1 像による鑑別診断の例を以下に示す。

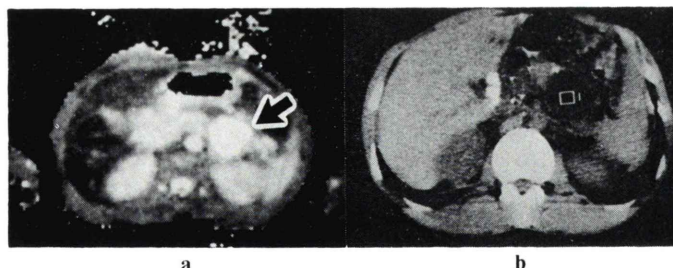
症例 3 肝嚢胞 47歳 女性

Figure 7a は T1 (300, 1,000) 像, Fig. 7b はほぼ同一レベルの X 線 CT である。T1 像では緩和時間の非常に長い T1 値 (1,000~1,300 ミリ秒) を有する均一な円形の嚢胞様病変を肝尾部に認める。NMR 像ではこの症例の場合肝体部の描出も明瞭

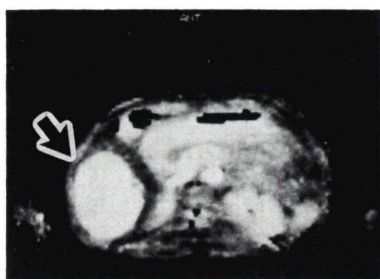
である。X 線 CT に比べて肝嚢胞の描出がより明瞭で T1 値から鑑別診断も容易であった。

症例 4 肝臓の血管腫 41歳 女性

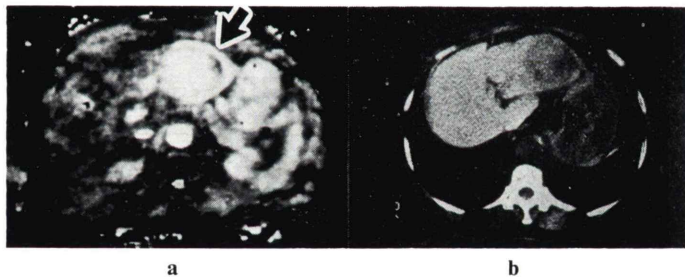
Figure 8 には T1 (300, 1,000) 像を示した T1 像では肝右葉に巨大な腫瘤様病変を認め周囲組織との分離が明瞭であり内部構造も多少観察された。また病変部の T1 値は 480~550 ミリ秒と延長していた。



**Fig. 7** 47 years old female, pancreas cyst.  
**a.** T1 (300, 1,000), **b.** X-CT.  
 The calculated T1 value is over 1,000 msec, so the lesion is thought as a cystic lesion.



**Fig. 8** 41 years old female with liver hemangioma, T1 (300, 1,000), The calculated T1 value of the lesion is 500–700 msec, similar to blood, so the lesion is thought as a hemangioma.



**Fig. 9** 75 years old male who has suffered from hepatoma with central necrosis.  
**a.** T1 (300, 1,000), **b.** X-CT.  
 The calculated T1 value of the tumor center is very long, so the necrosis of the tumor is suspected.

#### 症例 5 肝硬変 肝癌 75歳 男性

AFP の増加があり腹部エコーにて直径 4 cm の腫瘍を発見され、NMR-CT を施行した症例。Fig. 9a には T1 (300, 1,000) 像、Fig. 9b には造影 X 線 CT 像を示した。造影 X 線 CT では腫瘍の範囲を知ることができたがコントラスト分解能は不十分であった。これに対して T1 像では腫瘍の

範囲とともに腫瘍の外側肝組織の T1 延長を認め肝組織の浮腫とも考えられる所見を認めた。また腫瘍中心部は、壊死に陥っていることを示唆するように T1 値は不均一で延長しており (350~490 ミリ秒) X 線 CT の所見を裏づけることができた。

#### 症例 6 肝癌 肝硬変 49歳 男性

Figure 10a, 10b にそれぞれ T1 (300, 1,000) 像

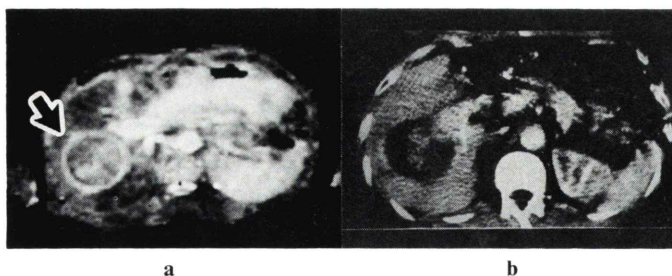


Fig. 10 49 years old male with local hepatoma.

a. T1 (300, 1,000), b. X-CT.

The tumor is clearly separated from surrounding tissue by the capsule which is clearly seen in calculated T1 image.

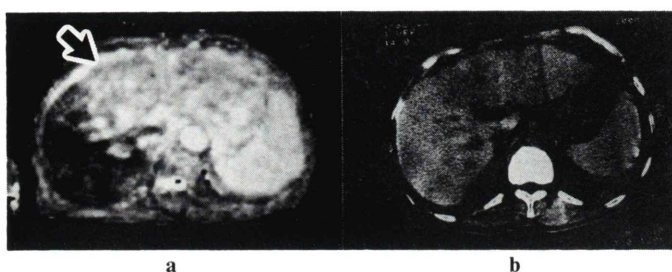


Fig. 11 70 years old male with diffuse hepatoma.

a. T1 (300, 1,000), b. X-CT.

The invading pattern of the tumor in the liver is clearly understood in the calculated T1 image.

Table 1 T1 values of hepatic and pancreatic diseases. (0.1 Tesla, 4.5 MHz)

Case	Diagnosis	Pulse sequence (msec)	T1 value (msec)
Case 3	Pancreas cyst	T1 (300, 1,000)	1,000–1,300
Case 4	Liver hemangioma	T1 (300, 1,000)	480– 550
Case 5	Hepatoma (necrosis)	T1 (300, 1,000)	350– 490
Case 6	Hepatoma (local)	T1 (300, 1,000)	310– 340
Case 7	Hepatoma (diffuse)	T1 (200, 1,000)	320– 350
	Normal liver	T1 (300, 1,000)	200– 230
		T1 (200, 2,000)	

This table indicates that the calculated T1 image is suitable for survey studies on these diseases.

と、造影X線 CT 像を示した。腫瘍の境界は T1 像の方がX線 CT より明瞭であり、また腫瘍の内部構造についても T1 像でよく観察された。また腫瘍の辺縁が腫瘍より T1 値の大きい組織で覆われている状態が非常に良く描出され T1 値は 310～340 ミリ秒と充実性腫瘍で一般にみられる値を示しており腫瘍の質的および局在診断に非常

に有効であった。

症例 7 肝癌 70歳 男性

Figure 11b は X 線 CT である。左葉全体がやや low density であるが病巣の分離は不明瞭である。Fig. 11a は T1 (200, 2,000) 像で、腫瘍の浸潤範囲が非常に明瞭である。やはり腫瘍部は T1 値 320～350 ミリ秒と正常部分の T1 値 200～230 ミ



リ秒に比べて著明に延長していた。また、T1 (300, 1,000) 像で得られた T1 値との比較については 400~200 ミリ秒以下の T1 値ではそれぞれの間に大きな違いはみられなかった。各症例の疾患別の T1 値を Table 1 に示す。

#### IV. 考 察

放医研での臨床利用がはじまって一年に満たない間に画質は急速に改良され、S/N 比を上げるなどの努力をすることによって 0.1 Tesla という低磁場で超伝導 NMR の画像に匹敵する画質を出すことができるという示唆が得られた。

空間分解能についてはすでに 1.5 mm のスライスファントムでは不十分となり 1 mm 以下のファントムが必要である。

加算平均を行った 256 IR (350, 1,000) 像は形態観察の上で有用であるが、加算するために撮影時間が 1 枚では 4 分、4 枚加算で 16 分かかるという欠点がある。

しかし Fig. 4b, Fig. 5b で見られるように加算平均を行わない画像であっても十分に形態および疾患の鑑別が可能であり、撮像時間も 256 IR (300, 1,000) で 4 分、256 SR (500) で 2 分と現段階としては実用的である。

IR 像と SR 像の加算平均像は、それぞれの欠点を相補う意味で今後有用な画像となる示唆が得られた。また IR 像相互間でも全く異なった画質の画像を合成することによって目的とする病変や臓器の描出に有用な画像を作ることができよう。

IR 像と SR 像は計算画像ではないために強い信号が得られ解像度、コントラストの良い画像がえられる。SR 像はわずかな T1 値の差でコントラストは付きにくい、信号強度が強いために嚢胞については病変の境界の判定に有用である。

IR 像はパルス系列によって画質が変化するため、IR (100, 1,000) は T1 値の長い部分が、IR (300, 1,000) では T1 値の短い部分が強調され、後者は形態診断に、前者は後者で発見された異常部分の確認のために有効である。症例 2 の小肝癌の診断でも明らかなように、X 線 CT より IR の

これら 2 種の画像での腫瘍描出の方が明瞭で、再現性も良いので、小肝癌のスクリーニングへの利用が考えられる。

画質の改良にともなって、T1 像も良くなり、病変の領域診断に利用でき、質的診断についても本稿に示した各疾患の T1 値の分離が可能であった。肝癌については大きい中心壊死をとまうものともなわないものとの差は認めたが、局在性とびまん性腫瘍の T1 値の差は見られなかった。腫瘍の内部構造と周囲の変化も T1 像で造影 X 線 CT と同様の所見が得られ、その有効性が認められた。

#### V. 結 論

病変の局在診断および鑑別診断については、IR 像 (300, 1,000) あるいは IR (350, 1,000) が特に優れており、T1 画像は嚢胞および血管腫、肝癌 (肝腫瘍) の鑑別に有効であることがわかった。また、T1 画像ではコントラスト準位が反転するようなことがなく標準化 NMR 像としての有用性を考えている。また、X 線 CT と比較しても NMR 画像はかなり良質になってきており、今後さらに高い解像度の NMR 画像の実用化が期待される。

本装置の特徴である T1 像も鑑別および局在診断に有効であって造影 X 線 CT の画像と比較しうる画像が得られた。コントラストなどの点で T1 像は NMR の標準画像として有用であると考えられた。

#### 文 献

- 1) 遠藤真広：NMR 映像法の海外における状況。日放技師誌 30: 24-28, 1983
- 2) 福田信男、池平博夫、館野之男：NMR-CT の初期使用経験。画像診断 3: 1085-1093, 1983
- 3) 池平博夫、福田信男、館野之男、他：NMR-CT, Mark-J の臨床使用経験 (第一報)。核医学 21: 269-272, 1984
- 4) 飯沼 武、館野之男、遠藤真広、他：プロトン (H)-NMR 映像法における RF パルス系列の定義。映像情報 Medical 15: 200-203, 1983
- 5) 核医学、投稿中

## Summary

### **Clinical Trial of NMR-CT (Report 3) —The Utility of NMR-CT for Liver and Pancreas Diseases—**

Hiroo IKEHIRA\*, Nobuo FUKUDA\*, Yukio TATENO\*, Masahiro ENDO\*,  
Toru MATSUMOTO\*, Takeshi IINUMA\* and Msaaki EBARA\*\*

*\*Division of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences, Chiba*

*\*\*The First Department of Internal Medicine, Chiba University Medical School, Chiba*

The present ongoing clinical study, which began last summer, utilizes an NMR-CT scanner with a resistive magnet providing a low-grade static magnetic field (0.1 Tesla). Our main purpose is to determine the potential of this type of NMR-CT system in particular its spatial and contrast resolution, and the utility of its T1 image in differential diagnosis and detection of lesions.

The NMR-CT system used in this study is based on four vertical coil air-core magnets operating at about 0.1 Tesla and giving a proton resonance frequency of 4.5 MHz.

Examination of patients with hepatic and pancreatic disease indicated that the NMR-CT is suitable for survey studies on solid tumors, hemangioma and cystic lesions. The NMR-CT also provided very useful T1 data. The T1 of solid tumor

was found to be 300 to 500 msec; that of hemangioma was 500 to 700 msec, and that of cystic lesion was usually over 800 msec.

The detection of hepatoma in the cirrhotic liver was found to be difficult in some cases because of the similarity of their spin-lattice relaxation times and the small degree of contrast between tumor and cirrhotic liver parenchyma.

Differential diagnosis of solid tumor, hemangioma, and cystic disease can be performed through reference to their discrete T1 values. The borders of these lesions are apparently clearer than with X-ray CT imaging.

**Key words:** N. M. R. imaging, T1 image, Inversion Recovery image, Liver disease, Pancreas disease.